



⑯ Aktenzeichen: P 38 18 278.5
⑯ Anmeldetag: 30. 5. 88
⑯ Offenlegungstag: 16. 2. 89

Behördenzentrum

⑯ Unionspriorität: ⑯ ⑯ ⑯
03.08.87 DD WP A 61 B/305619

⑯ Anmelder:
Jenoptik Jena GmbH, DDR 6900 Jena, DD

⑯ Erfinder:

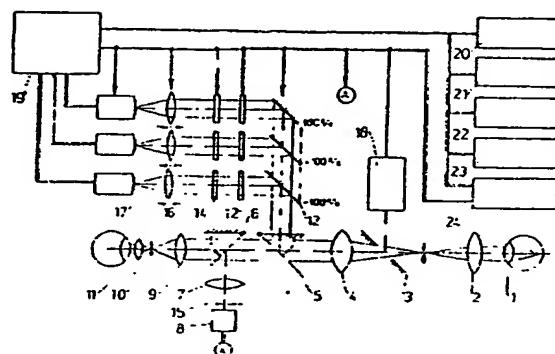
Vilser, Walthard, Dr.-Ing.; Tirsch, Peter, Dipl.-Ing.,
DDR 6900 Jena, DD; Königsdörffer, Eckehard,
Dr.sc.med., DDR 6902 Jena, DD; Schweitzer,
Dietrich, Dr.-Ing., DDR 6710 Neustadt, DD; Biernat,
Detlef, Dipl.-Phys., DDR 6900 Jena, DD

⑯ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht zu ziehende Druckschriften:

DE 36 38 226 A1
US 42 59 948

⑯ Untersuchungsgerät und Verfahren für das Auge, insbesondere den Augenhintergrund

Eine reproduzierbare Bewertung klinisch relevanter Unterschiede unter weitgehender Ausschaltung methodischer und subjektiver Fehler wird realisiert, indem in einem klassischen Ophthalmoskopstrahlengang, bestehend aus einem kontinuierlichen Beleuchtungsstrahlengang, einem Beobachtungs- sowie einem Aufzeichnungsstrahlengang, der Aufzeichnungsstrahlengang durch Strahlteiler in mindestens zwei Teilstrahlengänge aufgeteilt wird, die über Bildaufnahmeeinheiten und eine Verarbeitungsstufe mit mindestens einer Bildwiedergabeeinheit verbunden sind, wobei in mindestens einem Teilstrahlengang Mittel zur optischen Informationsselektion angeordnet sind, und innerhalb des Beleuchtungsstrahlenganges eine programmierbare Fixationseinheit vorgesehen ist, wobei über dem Beleuchtungsstrahlengang ein Lichtblitz realisiert wird und hierzu synchron in den Aufzeichnungsstrahlengängen eine Bildaufnahme erfolgt, wobei Bildaufnahmefzeit und Dauer des Lichtblitzes übereinstimmen.



1. Untersuchungsgerät für das Auge, insbesondere den Augenhintergrund, dadurch gekennzeichnet, daß in einem klassischen Ophthalmoskopstrahlengang, bestehend aus einem kontinuierlichen Beleuchtungsstrahlengang, einem Beobachtungs- sowie einem Aufzeichnungsstrahlengang, der Aufzeichnungsstrahlengang durch Strahlteiler in mindestens zwei Teilstrahlengänge aufgeteilt wird, die über Bildaufnahmeeinheiten und einer Verarbeitungsstufe mit mindestens einer Bildwiedergabe-einheit verbunden sind, wobei in mindestens einem Teilstrahlengang Mittel zur optischen Informationsselektion angeordnet sind, und innerhalb des Beleuchtungsstrahlenganges eine programmierbare Fixationseinheit vorgesehen ist.
2. Verfahren zur Erfassung von Strukturen im Augeninneren, dadurch gekennzeichnet, daß über den Beleuchtungsstrahlengang ein Lichtblitz realisiert wird und hierzu synchron in den Aufzeichnungsstrahlengängen eine Bildaufnahme erfolgt, wobei Bildaufnahmezeit und Dauer des Lichtblitzes übereinstimmen.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Dauer des Lichtblitzes eine ms nicht übersteigt.
4. Untersuchungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zur optischen Informationsselektion spektrale Filter, Polarisationsfilter, in Richtung der optischen Achse verschiebbare Fotoobjektive oder/und verstellbare Aperturbленden sind.
5. Untersuchungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildaufnahmeeinheit als CCD-Matrix ausgeführt ist.
6. Untersuchungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Fixationseinheit eine in mindestens einer Richtung verschiebbare Fixiermarke enthält.
7. Untersuchungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Verarbeitungsstufe Mittel zur Differenz- und Quotientenbildung ankommandierter Signale sowie Bildwiederholspeicher aufweist.
8. Untersuchungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildwiedergabe-einheit mit einem Speicher verbunden ist.
9. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß durch die Bildwiedergabe-einheit in Verbindung mit dem Bildwiederholspeicher ein stehendes Monitorbild erzeugt wird.
10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß parallel aufgenommene Bilder verschiedener Aufzeichnungskanäle überlagert werden.
11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, daß eine Überlagerung mit Bildern des Bildspeichers erfolgt.
12. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß mit der Aufnahme die Fixierkoordinaten gespeichert werden.
13. Untersuchungsgerät nach Anspruch 1 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel zur Eingabe gespeicherter Bilder in die Verarbeitungsstufe vorgesehen sind.
14. Untersuchungsgerät nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, daß ein weiterer Strahlengang mit einem Empfänger zur fotoelektrischen Regi-

Beschreibung

5. Die Erfindung ist in der Augendiagnostik, speziell bei der Untersuchung des Augenhintergrundes, jedoch auch bei der Untersuchung der Vorderabschnitte des Auges anwendbar.
10. Die moderne Diagnostik, insbesondere die Differenzialdiagnostik von Erkrankungen des Augenhintergrundes, ist in zunehmendem Maße von der Erkennung feiner Farb-, Helligkeits-, Lage- und Formänderungen zwischen Fundusbildern in verschiedenen Stadien einer Erkrankung oder bei unterschiedlicher spektraler Beleuchtung abhängig.
15. Die Sicherheit der Diagnostik wird in diesen Fällen entscheidend von der Gedächtnisleistung des Arztes beim Vergleich der Bilder bestimmt.
20. Es sind Ophthalmoskope bekannt, die dem Beobachter ein optisches Bild zur visuellen Auswertung zur Verfügung stellen. Über Netzhautkameras kann das Bild des Augenhintergrundes fotografisch oder fernsehtechnisch aufgenommen, gespeichert und dargestellt werden. Weiterhin sind Scannerophthalmoskope bekannt, die ein elektronisches Bild durch nahezu punktförmige Abtastung des Augenhintergrundes erzeugen (Fortschr. Ophthalmol. (1986), 83, 530–531). Ein Nachteil des Standes der Technik ist es, daß beim Vergleich mehrerer nacheinander aufgenommener Bilder, z. B. durch unterschiedliche Ausleuchtungsverhältnisse Verfälschungen auftreten können. Bilddifferenzen entstehen, auch bei gleicher Ausleuchtung, durch kleine, unwillkürliche Augenbewegungen und daraus abgeleitete unkontrollierte Reflexionsanteile einzelner Fundusschichten. Es sind Lösungen bekannt, mittels eines Multispektralprojektors bzw. elektronischer Bildverarbeitung Bilddifferenzen darzustellen (Jenaer Rundschau 27, 4/1982, 192–195).
25. Diese sind sehr aufwendig. Durch zeitlich aufeinanderfolgende Bildaufnahmen treten die oben beschriebenen Nachteile auf. Die genannten Scannerophthalmoskope sind ebenfalls sehr aufwendig und ergeben zu den oben genannten Nachteilen hinsichtlich der Bildvergleiche keine neuen Gesichtspunkte. Ein weiterer Nachteil der bekannten Lösungen besteht darin, daß beim Vergleich mehrerer Bilder der Fixationsort nicht reproduzierbar ist.
30. Die fernsehtechnische Bildaufnahme, insbesondere bei Spektraluntersuchungen und bei der Fluoreszenzangiografie erfordert bei zumutbarer Lichtbelastung des Auges den Einsatz von Aufnahmeröhren mit elektronischem Bildverstärker. Derartige Röhren liefern jedoch eine für die Beurteilung des Augenhintergrundes nicht ausreichende Bildqualität.
35. Ziel der Erfindung ist es, bei vertretbarem gerätetechnischen Aufwand und geringer Lichtbelastung des Auges eine reproduzierbare Bewertung klinisch relevanter Unterschiede zwischen zeitgleichen und zeitverschobenen Fundusbildern unter weitgehender Ausschaltung methodischer und subjektiver Fehler zu ermöglichen.
40. Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, unter Beibehaltung der Vorteile des klassischen Ophthalmoskopprinzips klinisch relevante Augenhintergrundsveränderungen oder zeitliche Bilddifferenzen herauszuheben, direkt ophthalmoskopisch darzustellen und in dieser Hinsicht die Bildqualität zu verbessern, wobei Unabhängigkeit von zeitlich instabilen Beleuchtungsverhältnissen sowie die Beseitigung bzw. Einschränkung der Subjekti-

vität der Interpretation erreicht werden soll.

Die Aufgabe wird erfundungsgemäß dadurch gelöst, daß in einem klassischen Ophthalmoskopstrahlengang, bestehend aus einem kontinuierlichen Beleuchtungsstrahlengang, einem Beobachtungs- sowie einem Aufzeichnungsstrahlengang, der Aufzeichnungsstrahlengang durch Strahlteiler in mindestens zwei Teilstrahlengänge aufgeteilt wird, die über Bildaufnahmeeinheiten und einer Verarbeitungsstufe mit mindestens einer Bildwiedergabeeinheit verbunden sind, wobei in mindestens einem Teilstrahlengang Mittel zur optischen Informationsselektion angeordnet sind, und innerhalb des Beleuchtungsstrahlenganges eine programmierbare Fixationseinheit vorgesehen ist, wobei vorteilhafte Ausgestaltungen darin bestehen, daß die Mittel zur optischen Informationsselektion spektrale Filter, Polarisationsfilter, in Richtung der optischen Achse verschiebbare Fotoobjektive oder/und verstellbare Aperturlblenden sind, daß die Bildaufnahmeeinheit als CCD-Matrix ausgeführt ist, daß die Fixationseinheit eine in mindestens einer Richtung verschiebbare Fixiermarke enthält, daß die Verarbeitungsstufe Mittel zur Differenz- und Quotientenbildung ankommender Signale sowie Bildwiederholspeicher aufweist, daß die Bildwiedergabeeinheit mit einem Speicher verbunden ist, das Mittel zur Eingabe gespeicherter Bilder in die Verarbeitungsstufe vorgesehen sind und daß ein weiterer Strahlengang mit einem Empfänger zur fotoelektrischen Registrierung der Fluoreszenzpassage vorgesehen ist.

Ein erfundungsgemäßes Verfahren besteht darin, daß über den Beleuchtungsstrahlengang ein Lichtblitz realisiert wird und hierzu synchron in den Aufzeichnungsstrahlengängen eine Bildaufnahme erfolgt, wobei Bildaufnahmezeit und Dauer des Lichtblitzes übereinstimmen, wobei die Dauer des Lichtblitzes eine ms nicht übersteigt und durch die Bildwiedergabeeinheit in Verbindung mit dem Bildwiederholspeicher ein stehendes Monitorbild erzeugt wird und parallel aufgenommene Bilder verschiedener Aufzeichnungskanäle überlagert werden bzw. eine Überlagerung mit Bildern des Bildspiegels erfolgt. Mit der Aufnahme werden die entsprechenden Fixierkoordinaten gespeichert, um die Reproduzierbarkeit zu gewährleisten. Die Wirkung der Erfindung besteht darin, daß im Gegensatz zur klassischen Ophthalmoskopie stehende Bilder erzeugt werden, welche die bei der normalen Ophthalmoskopie kaum sichtbaren oder nur mit viel Erfahrung erkennbaren örtlichen, zeitlichen, spektralen und sonstigen Veränderungen des Augenhintergrundes in eindeutiger, übersichtlicher und hervorgehobener Form darstellen. Subjektive Einflüsse bei Bewertung und Vergleich mehrerer Bilder sind weitestgehend ausgeschaltet.

Es werden direkt Bildveränderungen gegenüber normalen Fundi oder zwischen verschiedenen Bildern gleicher oder unterschiedlicher Zeiten dargestellt. Dies erfolgt bei minimaler Lichtbelastung des Auges mit relativ einfachen Mitteln. Es liegt ein definierter Fixationspunkt des Auges vor. Überraschend erweist sich, daß das notwendige Spezialwissen und die Anforderungen an die subjektiven Fähigkeiten des Auswertenden sowie der Zeitaufwand zur Diagnostik erheblich reduziert werden, daß trotz größter diagnostischer Sicherheit der Kreis der mit der Untersuchung betrauten Personen erweitert werden kann und dadurch eine Entlastung von hochqualifizierten Spezialisten erfolgt.

Die Erfindung gestattet die Anwendung von CCD-Matrizen bei geringer Lichtbelastung des Auges. Durch die Anordnung mehrerer Strahlengänge kann mit bild-

verarbeitenden Mitteln und durch Anordnung geeigneter Filter in den Strahlengängen klinisch relevante spektral unterschiedlich aufbereitete Bilder gewonnen werden.

5 Die Erfindung wird nachstehend anhand der schematischen Darstellung in Fig. 1 näher erläutert.

Der Augenhintergrund eines Patientenauges 1 wird über eine Ophthalmoskoplinse 2, einen Lochspiegel 3, ein Linsensystem 4 und ein Tubusobjektiv 9 in die okulare Zwischenbildecke eines Okulars 10 abgebildet und von einem Beobachterauge 11 betrachtet. Von einem Beleuchtungs- und Fixiersystem 18 ausgehendes Licht wird über einen Lochspiegel 3 in den beschriebenen Strahlengang zur Abbildung des Augenhintergrundes eingespiegelt. Über einen Klappspiegel 5 wird das Beobachtungslicht auf weitere Spiegel 12, von denen die in Strahlrichtung ersten zwei teildurchlässig ausgebildet sind und von diesen über in Richtung der optischen Achse verschiebbare Fotoobjektive 16 auf Bildaufnahmeeinheit 17 gelenkt. Zwischen den Spiegeln 12 und den Fotoobjektiven 16 befinden sich, wahlweise einschaltbar, Filterrevolver, bestehend aus Polarisationsfilter 13 sowie Spektralfiltern 14.

Die Bildaufnahmeeinheiten 17 weisen Verbindungen 25 zu einer signalverarbeitenden Einheit 19 auf, die wiederum mit einem Rechner 24 sowie einem Farbmonitor 20 verbunden ist.

Der Rechner 24 steht mit einem fotoelektrischen Empfänger 8, mit den Strahlteilen 12, den Filterrevolvern 13 und 14, den Bildaufnahmeeinheiten 17, den Verstellmechanismen für die Fotoobjektive 16 sowie mit Peripheriegeräten wie Drucker 21, Speicher 22 und Ausgabeterminal 23 in Verbindung.

Über einen Klappspiegel 6 kann das Bild des Augenhintergrundes über ein Fotoobjektiv 7 und eine Meßblende 15 auf den fotoelektrischen Empfänger 8 abgebildet werden.

Über den eingestellten Beobachtungsstrahlengang erfolgt eine Abbildung des Augenhintergrundes in die vorbestimmten Zwischenbildecke. Im Beleuchtungs- und Fixiersystem 18 befindet sich eine durch Rechner 24 verstellbare Fixiermarke, die innerhalb des Bildfeldes beliebig, aber definiert, senkrecht zur optischen Achse versteilt werden kann. Die Fixationskoordinaten werden durch den Untersuchenden oder bei Wiederholungs- bzw. Standarduntersuchungen vom Rechner gesteuert, eingestellt.

Mit einer weiteren Verstelleinheit wird anschließend die Fixiermarke entlang der optischen Achse verschoben, bis der Patient die Fixiermarke scharf erkennen kann.

Der Untersuchende legt nunmehr das Auswerteprogramm und damit die optisch-elektronisch herauszuarbeitenden und darzustellenden Fundusveränderungen fest.

Über den Rechner 24 erfolgt die Auswahl der verwendeten Strahlengänge durch Befähigung der entsprechenden Spiegel 12 und Einschwenken benötigter Filterkombinationen 13, 14 oder durch Verstellen der Fotoobjektive 16, zur Realisierung einer definierten Bildunschärfe. Vom Untersuchenden wird manuell die Aufzeichnung eines Bildes durch die Bildaufnahmeeinheiten 17 sowie über das System 18 ein Lichtblitz ausgelöst. Dabei übernimmt der Rechner 24 die Synchronisation der Blitzbeleuchtung mit dem Aufzeichnungsvorgang.

Mit dem Auswerteprogramm wird weiterhin die Art der Signalverarbeitung in Stufe 19 festgelegt, z. B. die Erstellung von normierten Sekundärbildern und deren

Farbzuordnung zur Darstellung auf dem Farbmonitor. Entsprechend diesem Programm wird das verarbeitete Bild in den Bildspeicher des Rechners 24 gebracht und auf dem Farbmonitor 20 als stehendes Bild zur Anzeige gebracht. Bei der Aufzeichnung eines Angiograms kann der Fluoreszenzfarbstoffdurchlauf in bekannter Weise bei Betätigung des teildurchlässigen Klappspiegels 6 fotoelektrisch über den Fotoempfänger 8 registriert und vom Rechner 24 aufgezeichnet werden.

Dieses Signal wird zur Steuerung der Aufnahmefolge des Angiograms benutzt, indem der erste fotoelektrisch registrierte Fluoreszeineinstrom in die sichtbaren Fundusgefäße oder/und das Signalmaximum als Zeitbezugspunkte benutzt werden.

Die Fixiermarke kann als selbstleuchtende Marke in einem kleinen abgeschatteten Feld realisiert werden. Dieses Feld dient einerseits zur besseren Erkennbarkeit der Fixiermarke und andererseits zur Reduzierung der Blendung des Patienten während der Einstellung im kontinuierlichen Licht.

Die jeweils aktuellen Daten der Fixiermarkenlage liegen im Rechner vor und werden gemeinsam mit den aufgenommenen Bildern, den anderen Aufnahmedaten und den Patientendaten bei Bedarf abgespeichert.

Für die Fixiermarke kann zur Erhöhung der Konzentration und Fixationsgenauigkeit ein Blinkbetrieb vorgesehen sein. Durch die zu jedem Bild gehörenden Fixationskoordinaten können nacheinanderfolgend aufgenommene Bilder unterschiedlicher Bildausschnitte schnell und automatisch anhand ihrer Fixierkoordinatendifferenz zur Überdeckung gebracht werden.

Gegebenenfalls wird bei schlechter Mitarbeit des Patienten eine Feinverschiebung erforderlich sein, wozu Mittel zu einer interaktiven Bildverschiebung in den Bildspeichern vorgesehen sind. Weiterhin ermöglicht die signalverarbeitende Einheit rechnergesteuert einzelne Farbkomponenten des Videosignals der Bildwiederholspeicher eingangsseitig der signalverarbeitenden Einheit anstelle eines oder mehrerer der Videosignale der bildaufnehmenden Einheiten parallel zu den Signalen der anderen bildaufnehmenden Einheiten anzubieten. Somit können Videosignale, die zeitlich versetzt aufgenommen oder vom Speicher abgerufen wurden, in die Erzeugung der Sekundärbilder einbezogen werden, womit zeitliche auch zeitliche Bildveränderungen im Sekundärbild informationsverdichtet und hervorgehoben dargestellt werden können. Die als Klappspiegel ausgeführten teildurchlässigen Spiegel können programmgesteuert weggeklappt werden und gestattet so, daß die Lichtenergie nur auf zwei oder auch nur auf einen Aufzeichnungsstrahlengang konzentriert wird. Anstelle der teildurchlässigen Spiegel können vorteilhafter Weise auch Spektralteiler oder polarisierende Teiler eingesetzt werden, so daß die Lichtenergie jedes Spektralbereiches vollständig genutzt werden kann. Weiterhin sind Mittel zum Dialogbetrieb zwischen Untersucher und Rechner 24 vorgesehen.

Die Funktion der erfundungsgemäßen Anordnung wird anhand von Anwenderbeispielen erläutert.

Wie bekannt, wird das Differentialophthalmoskop zunächst auf den Augenhintergrund im kontinuierlichen Licht eingestellt. Falls es sich um eine Wiederholungsuntersuchung handelt, hat sich der Untersucher das vorhandene und zu vergleichende Bildmaterial bereits herausgesucht, vom Speicher geholt und auf dem Monitor dargestellt.

Damit werden automatisch die Fixierkoordinaten des jeweils auf dem Monitor betrachteten Bildes eingestellt,

so daß bei richtiger Mitarbeit des Patienten ein Überdeckungsfähiges Bild aufgenommen wird. Entsprechend dem gewählten Programm werden auch die Einstellungen für die informationsselektierenden Elemente (13, 14, 15, 19) vom Rechner vorgenommen.

Soll die aktuelle Bildaufzeichnung nicht mit bereits vorhandenen Bildern verglichen werden, so werden die Fixierkoordinaten entsprechend einer Standardeinstellung programmtechnisch realisiert oder nach gewünschtem Fundusausschnitt durch den Untersucher eingestellt.

Als erstes Beispiel soll eine spektrale Fundusveränderung untersucht werden. Dazu wird die differentialdiagnostische Filterkombination eingestellt, die erfundungsgemäß eine Bezugswellenlänge besitzt. Nach Auslösung der Aufnahme werden die beiden Videosignale auf das Videosignal der Bezugswellenlänge durch Quotientenbildung normiert. Damit stehen zwei Sekundärbilder zur Verfügung, die frei von Beleuchtungsunterschieden sind und somit den verfälschenden Einfluß von Beleuchtungsunterschieden auf den Bildvergleich ausschalten. Aus diesen beiden Bildern kann nun durch Zuordnung zu den einzelnen Farbkoordinaten des Farbbildes vorzugsweise nach standardisierter Bewertung der Signalamplitude ein Multispektralbild in Falschfarbendarstellung erzeugt werden. Liegt ein Vergleichbares Bild im zweiten Bildwiederholspeicher vor, so kann dieses zum Flimmervergleich im Wechsel mit dem aktuellen Bild auf dem Monitor dargestellt werden, oder eine Farbkomponente des Vergleichsbildes kann in das aktuelle Multispektralbild einbezogen werden, um Unterschiede direkt grafisch darzustellen. Der aktuelle Inhalt des Bildwiederholspeichers kann im Bedarfsfall dokumentiert oder gespeichert werden.

Als zweites Beispiel soll zur besseren Darstellung der Gefäßstruktur Kontrast- und Kantenüberhöhung im Bild realisiert werden. Dazu wird neben der Bezugswellenlänge, in der sich die Gefäße z. B. nicht darstellen lassen in den beiden anderen Strahlengängen das zur Gefäßdarstellung optimale Filter eingestellt, wobei einer dieser Strahlengänge durch Verschiebung des Fotoobjektivs 16 eine definierte Bildunschärfe erhält. (Unscharfes und scharfes Bild gleicher spektraler Charakteristik zum Bild der Bezugswellenlänge normiert.)

Die sich ergebenden beiden Sekundärbilder werden voneinander subtrahiert und als Differenzbild auf dem Monitor dargestellt. Auch in diesem Fall könnte man dieses Bild noch zusätzlich mit anderen Bildern farblich kodiert (Multitemporaltechnik) überlagern. Man erhält mit dem erfundungsgemäßen Differentialophthalmoskop ein normiertes, kontrast- und kantenüberhöhtes Fundusbild als Ophthalmoskopbild dargestellt.

Die Kontrastüberhöhung kann erfundungsgemäß anstelle der verschiebbaren Fotoobjektive durch Änderung der Aperturen in den Aufzeichnungsstrahlengängen realisiert werden. Dazu werden in den Aufzeichnungsstrahlengängen rechnergesteuerte Aperturbленden vorgesehen, um die gewünschte optische Filterung vorzunehmen. Als drittes Beispiel soll die Anwendung der Fluoreszenzangiografie beschrieben werden. Im Unterschied zu der bisher üblichen Art der Fluoreszenzangiografie werden die Aufnahmen parallel im Fluoreszenzlicht und im Erregerlicht durchgeführt. Im Strahlengang für die Aufnahme im Erregerlicht wird durch Verschiebung der Fotoobjektive ein unscharfes Bild erzeugt als Bezugsbild. Die Bildunschärfe wird so eingestellt, daß die großen Gefäße nicht mehr erkennbar sind. Mit diesem Strahlengang werden die aktuellen

Beleuchtungsverhältnisse bei jedem Angiogramm registriert. Durch eine Leeraufnahme im rotfreien Licht (es befindet sich ganz sicher noch kein Fluoreszein am Fundus), vorzugsweise noch vor der Fluoreszeinjektion, werden beide Bilder (grün und blau) als Sekundärbild in den Bildwiederholspeicher genommen. Auf dem Monitor wird das grüne Bild dargestellt und kann auf richtige Lage und Ausleuchtung, sowie Reflexfreiheit überprüft werden. Liegt eine ausreichende Bildqualität vor, bleibt das Erregerlichtbild als Referenzbild im zweiten nicht dargestellten Bildwiederholspeicher und wird während des Angiogrammes anstelle des dritten Videosignales der drei bildaufnehmenden Einheiten zur Verfügung gestellt. In der signalverarbeitenden Einheit wird der Quotient aus dem aktuellen Erregerlichtbild und dem Erregerlichtreferenzbild erzeugt und der sich bildpunktweise ergebende Faktor wird zur bildpunktweisen Auswertung des aktuellen Fluoreszenzbildes benutzt.

Damit entsteht eine normierte Angiogrammbildfolge, deren Bilder in sich eine Korrektur unterschiedlicher Ausleuchtungsverhältnisse erfahren haben. Bei Vergleich einer Angiogrammfolge mit einer anderen werden die mit abgespeicherten Erregerlichtreferenzsignale durcheinander dividiert und der sich punktweise ergebende Faktor wird zur Bewertung des Vergleichsangiogrammbildes benutzt. Damit können örtliche und zeitliche Beleuchtungsdifferenzen beim Vergleich von Angiogrammbildern nicht mehr zu Fehlinterpretationen führen.

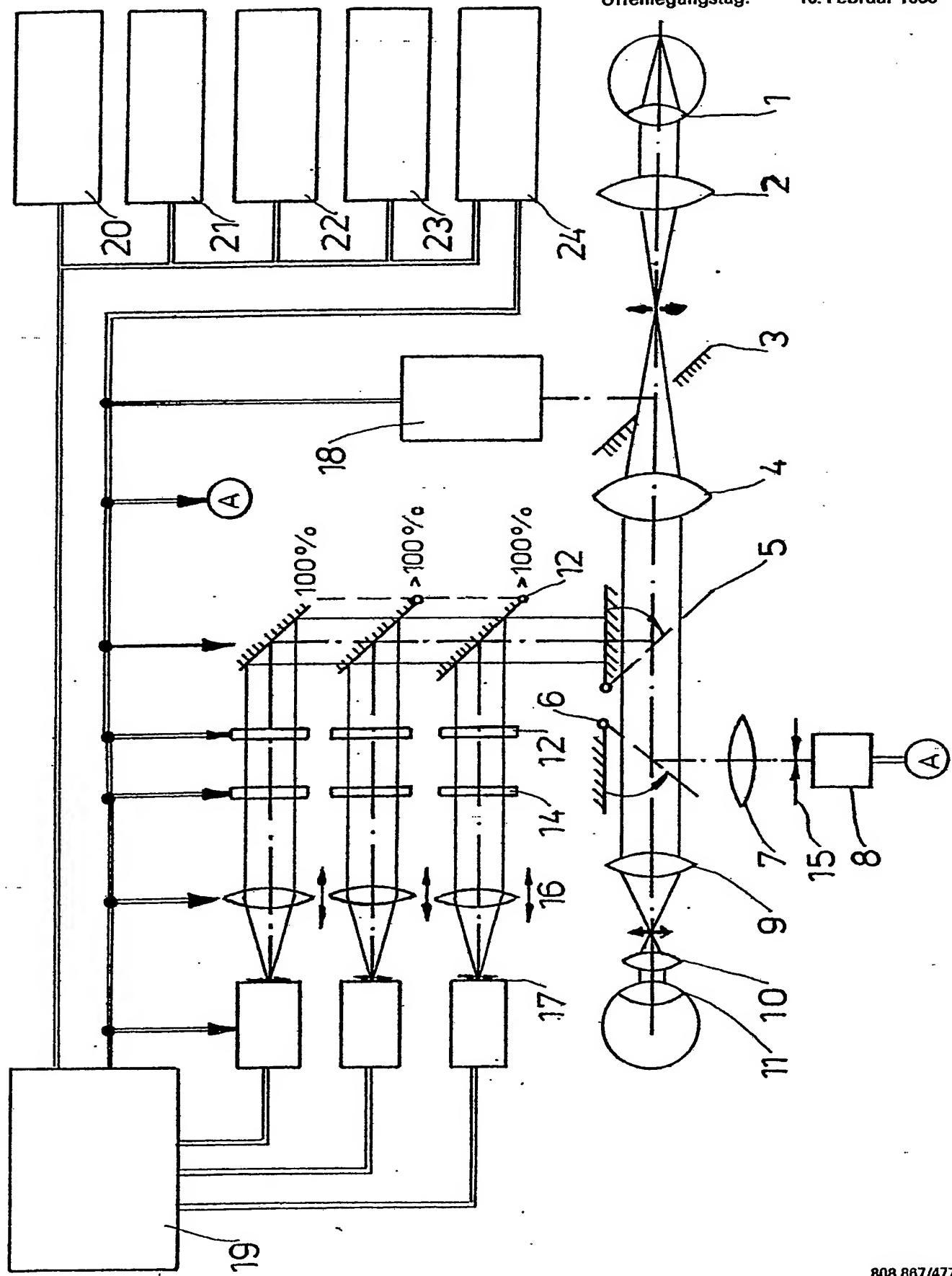
Vorzugsweise wird die Bildzahl des Standardangiogrammes auf 6 begrenzt. Das erste Bild wird 1 s nach dem ersten nachweisbaren Farbstofferscheinen am Fundus aufgenommen, während in Abständen von 2 s weitere 4 Aufnahmen gemacht werden.

Die letzte Aufnahme wird nach 20 s durchgeführt. Durch Farbbewertung der Sekundärbilder des Angiogrammes entstehen normierte und damit sehr gut vergleichbare Multitemporalbilder des arteriellen Einstromes und des venösen Abstromes als stehende Ophthalmoskopbilder. Je nach differentialdiagnostischer Aufgabenstellung sind auch andere Zeitsfolgen bzw. Bildserien für die Multitemporalbilderzeugung programmtechnisch möglich. So z. B. kann die Angiogrammfolge zur Bewertung des Diffusion von Farbstoff in 20 s-Abständen festgesetzt werden, wobei dann während des Angiogramms die Inhalte der Bildwiederholspeicher abgespeichert werden müssen. Bei Vergleich verschiedener Angiogramme kann der Flimmervergleich von Multitemporalbildern oder auch der Vergleich zeitgleicher Angiogrammbilder mittels eines neuen Multitemporalbildes erfolgen. In Fig. 1 ist mit den Elementen: Teil-durchlässiger Klappspiegel 6, Fotoobjektiv 7 und fotoelektrischer Empfänger 8 ein zusätzlicher Strahlengang gegeben. Der für Fluoreszenzlicht empfindliche Empfänger zeichnet während der Angiogrammserie das Fluoreszenzlicht auf und liefert das Signal zur Desektion des ersten Farbstofferscheinens, durch den Rechner. Gegebenenfalls kann das Signalmaximum zu einer weiteren Normierung des Angiogrammes: Zur Normierung der maximalen Fluoreszenzintensität benutzt werden in ähnlicher Weise wie die Normierung zur Beseitigung unterschiedlicher Beleuchtungen. Erfindungsgemäß kann das fotoelektrische Signal gleichzeitig zur objektiven Registrierung von Diffusionsvorgängen benutzt werden, wobei mit der Angiogrammfolge der örtliche Bezug zur Meßfläche gegeben ist. Dazu wird zusätzlich in die Bildebene vor dem fotoelektrischen Empfänger 8 eine Meßblende 15 angeordnet.

3818278

Nummer:
Int. Cl. 4:
Anmeldetag:
Offenlegungstag:

Fig. 13
38 18 278
A 61 B 3/14
30. Mai 1988
16. Februar 1989



808 867/477